

В статье выполнен анализ и моделирование характеристик аппаратуры для ультрафиолетового облучения крови в медицинских учреждениях.

УДК 628.971

Е. Н. Ляшенко, асс.  
Харьковская национальная  
академия городского хозяйства

## АНАЛИЗ И МОДЕЛИРОВАНИЕ АППАРАТУРЫ ДЛЯ ФОТОГЕМОТЕРАПИИ

**Введение.** Биологическое действие ультрафиолетового излучения (УФИ) обусловлено способностью молекул веществ, входящих в состав клеток живых организмов, поглощать кванты излучения и вследствие этого вовлекаться в различные фотохимические реакции, изменяющие их строение и функции. Отдельные области УФИ по-разному влияют на физиологические реакции тканей и целостного организма. УФИ с длиной волн 280 - 400 нм в большей степени стимулирует выработку антител, фагоцитоз, накопление агглютининов крови; 340 нм - пигментообразование; 297 - 302 нм - эритемообразование; 280 - 310 нм - синтез витамина D<sub>3</sub>. УФИ с длиной волн 280 и 260 - 265 нм максимально поглощается белками, что приводит к их денатурации. УФИ с длиной волн 180 - 280 нм оказывает бактерицидное действие, максимальное при длине волны 254 нм. Воздействуя на некоторые субстанции бактериальной клетки, ультрафиолетовые лучи оказывают бактерицидное действие на кровь больного. Установлено, что бактерицидное действие фотомодифицированной крови имеет много сходного с действием антибиотиков [1].

Как показывают новые открытия, кровь и, в частности, гемоглобин, является не только приёмником оптического излучения в УФ и в голубом диапазонах длин волн, но и "транспортёр" лучистой энергии к некоторым внутренним органам (рис.1) [1].

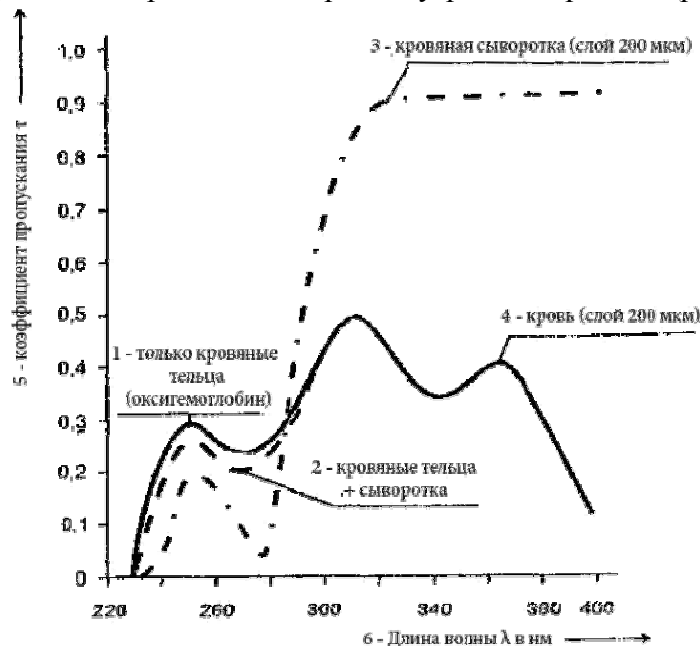


Рис.1. Спектральные характеристики пропускания крови человека и ее составляющих частей по данным Коллата и Ширманна:

1. только кровяные тельца (оксигемоглобин); 2. кровяные тельца + сыворотка;
3. кровяная сыворотка (слой 200 мкм); 4. кровь (слой 200 мкм);

Таким образом, УФОК обеспечивает следующие лечебные эффекты: бактерицидный; противовоспалительный; улучшение микроциркуляции; повышение кислородной емкости крови и улучшение оксигенации органов и тканей; нормализация и стимуляция регенераторных и обменных процессов; иммунокорригирующий; стимуляция гемопоза и регенерации, улучшение функциональных свойств эритроцитов [1].

Лечебные эффекты фотомодификации крови зависят от длины волны, дозы излучения и числа процедур [1-3,5]. Для достижения клинического эффекта обычно необходим курс из 3 -5 сеансов УФОК с частотой проведения через день. Назначение более 1 сеанса в сутки опасно подавлением продукции антител, а проведение процедуры реже, чем через день снижает ее эффективность. Решение о длительности курса принимает врач, руководствуясь улучшением соматического статуса, положительными сдвигами в формуле крови, иммунограмме. Нередко УФОК используется в комбинации с другими эфферентными методами с целью усиления или дополнения эффекта основной операции (плазмафереза, гемосорбции, гемодиализа) [1-4]. Не менее важное значение для эффекта УФОК имеет доза облучения. Доза (Дж) определяется мощностью излучения (Вт) и временем облучения. Небольшие дозы не вызывают грубых структурных изменений в клетке и белковых структурах [3]. Более высокие дозы облучения вызывают фотосинтезирующие и фотодеструктивные процессы, изменяют структуру белковых молекул и мембран [5]. Оптимальная энергия излучения колеблется в пределах 100-150 Дж (1,5-2 Дж/кг), что соответствует 20-30 мин работы аппарата при облучаемой площади кюветы, равной 35 см. При одновременном использовании УФОК и гемосорбции (ГС) можно увеличить верхний предел энергии излучения до 200 Дж, что важно для проведения УФОК в "детоксикационном режиме", так как в таких условиях поддерживается ускоренная детоксикация в течение всей ГС. При использовании энергии излучения 70Дж и ниже биологический эффект УФОК значительно уменьшается. Повышение энергии излучения до 230-260 Дж также приводит к снижению эффективности лечения и к учащению нейровегетативных нарушений [5].

Многообразие применяемых способов облучения и соответствующих им типов медицинских гемотерапевтических установок с различными типами источников излучения затрудняют их адекватную оценку, а в случае некорректного использования наблюдается снижение терапевтического воздействия или побочные эффекты. В связи с этим для повышения эффективности применения установок фотогемотерапии необходимо провести анализ их характеристик, выделить основные недостатки и рассмотреть возможные пути модернизации. Кроме того, основным элементом этих установок является источник излучения, характеристики которого и определяют эффективность и безопасность применения фотогемотерапевтических установок. Таким образом, целью этой статьи является анализ путей повышения эффективности облучательных установок и обоснование применения современных безэлектродных источников излучения как одно из возможных технических решений.

**Анализ и расчет характеристик аппаратов для трансфузии облученной крови.** В Украине и за рубежом разработано несколько моделей аппаратов, основанные на использовании основных схем облучения крови, представленных на рис.2.

Важным критерием сравнения конструкции различных аппаратов УФОК-терапии, является критерий равномерности облучения УФ-лучами всего объема протекающей крови [5]. Количественной величиной, характеризующей равномерность облучения крови, будем считать отношение эффективно облученной части крови ко всему количеству протекающей через аппарат крови. Эффективно облучается только

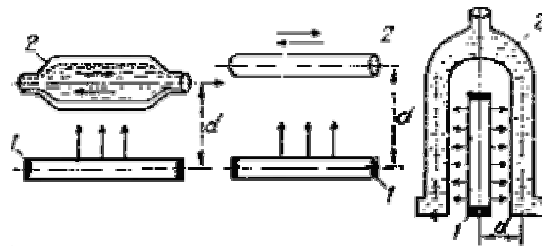


Рис. 2. Принципиальная схема облучения крови для различных аппаратов УФОК:  
а – для «Тельта-Ультрамед» и «Изолюда» (МД-73М), б – для ЛК-5И; в – для ФТИНТ АН Украины; 1 – лампа для УФ-облучения; 2 – реактор для УФОК.

приграничный слой крови толщиной  $\Delta$ : этот слой поглощает 63% энергии падающих лучей. Для крови это очень тонкий слой, так как  $\Delta = 0,02$  мм ( $\lambda = 254$  нм). Слой крови толщиной  $2\Delta = 0,04$  мм поглощает 86% энергии потока УФ-лучей ртутной лампы, т.е. практически всю падающую лучистую энергию.

Введем понятие  $\Delta$ -слоя, т.е. приповерхностного слоя крови глубиной  $\Delta$  по направлению излучения. Объем крови  $V_{\Delta}$ , протекающий в этом слое, облучается наиболее эффективно по сравнению с остальной частью протекающей крови объемом  $V - V_{\Delta}$ , где  $V$  – весь объем протекающей крови. Величину

$$\alpha = \frac{V_{\Delta}}{V} \cdot 100\% \quad (1)$$

можно рассматривать как количественную характеристику равномерности облучения в аппаратах УФОК-терапии. Назовем ее параметром равномерности облучения. Чем выше у аппарата значение параметра  $\alpha$ , тем равномернее облучается кровь. Для увеличения  $\alpha$  профиль скорости потока крови следует делать таким, чтобы приповерхностные слои потока имели более высокую скорость по сравнению с глубинными слоями. Идеальное значение  $\alpha = 100\%$  должно достигаться в аппарате, у которого скорость потока крови уменьшается с глубиной по такой же экспоненте, по какой ослабевает с глубиной интенсивность потока УФ-излучения. В этом случае каждый элементарный объем прошедшей крови поглощает одну и ту же дозу УФ-излучения. На рис.3 представлены схемы течения и облучения крови в различных конструкциях гемотерапевтической аппаратуры.

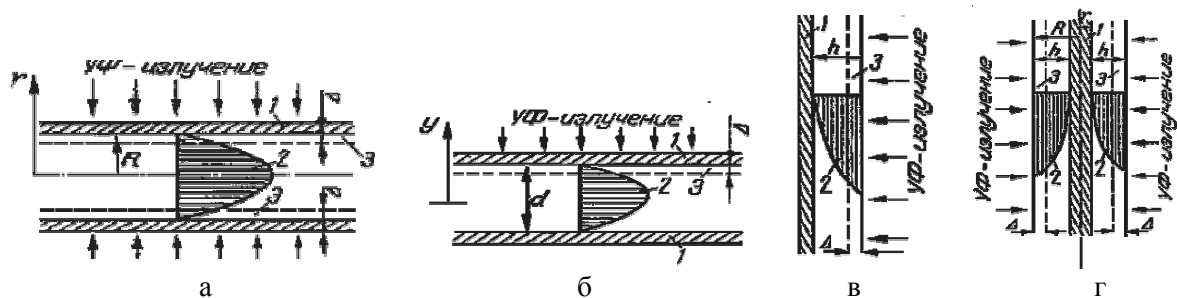


Рис. 3. Различные схемы течения и облучения крови: а – течение крови в кварцевой трубке и всестороннее облучение; б – течение крови между кварцевыми пластинками и облучение с одной стороны; в – течение крови по вертикальной стенке и облучение свободной поверхности; г – течение крови по вертикальному стержню и облучение свободной поверхности

1 – кварцевая трубка, 2 – профиль скорости; 3 –  $\Delta$  слой крови.

Определить значения параметра в некоторых модельных случаях течения и облучения можно используя ниже приведенные выражения:

1) для кварцевой цилиндрической трубки (рис. 3.а )

$$\alpha = \frac{V_{\Delta}}{V} = \frac{\int_0^{2\pi} \int_0^R U_0 \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) r dr d\varphi}{\int_0^{2\pi} \int_0^{R-\Delta} U_0 \left(1 - \frac{r^2}{R^2}\right) r dr d\varphi} = \frac{\left(\frac{r^2}{2} - \frac{r^4}{4R^2}\right) \Big|_0^{R-\Delta}}{\left(\frac{r^2}{2} - \frac{r^4}{4R^2}\right) \Big|_0^R} \cong 4 \left(\frac{\Delta}{R}\right)^2 \quad (2)$$

Здесь отброшены члены со степенями выше второй от величины  $\frac{\Delta}{R}$ , которая является малой, так как  $\Delta \ll R$ . Такая модель соответствует аппаратам типа ЛК-5И [3].

2) для параллельных кварцевых пластинок (рис.3.б)

$$\alpha = \frac{V_{\Delta}}{V} = \frac{2 \int_{d/2-\Delta}^{d/2} U_0 \left(1 - \frac{y^2}{(d/2)^2}\right) dy}{\int_{-d/2}^{+d/2} U_0 \left(1 - \frac{y^2}{(d/2)^2}\right) dy} \cong 6 \left(\frac{\Delta}{d}\right)^2 \quad (3)$$

Для того же сечения, но при облучении со стороны одной пластинки, например сверху, параметр равномерности облучения уменьшается в 2 раза:

$$\alpha = 3 \left(\frac{\Delta}{d}\right)^2$$

Считается, что длина и ширина пластинки много больше расстояния  $d$  между пластинками, поэтому можно пренебречь влиянием ребер кюветы на параболический профиль скорости течения между пластинками. Такая модель соответствует аппарату типа «Изоolda». [36].

3) для вертикальной стенки (рис. 3.в)

$$\alpha = \frac{V_{\Delta}}{V} = \frac{\int_{h-\Delta}^h U_0 \left[1 - \left(1 - \frac{y}{h}\right)^2\right] dy}{\int_0^h U_0 \left[1 - \left(1 - \frac{y}{h}\right)^2\right] dy} \cong \frac{3}{2} \frac{\Delta}{h}, \quad (4)$$

Отбрасывая члены более высоких порядков малости по сравнению с малой величиной  $\frac{\Delta}{h}$ .

4) для вертикального стержня (рис.3.г.).

По вертикальному стержню снаружи стекает симметрично стационарный поток крови, и его свободная поверхность облучается со всех сторон УФ-излучением. Если стержень не очень тонкий, то условия стационарности и профиль скорости получаются такими же, как в случае стекания по вертикальной стенке, а параметр равномерности облучения  $\alpha$  оказывается равным

$$\alpha = \frac{V_{\Delta}}{V} \cong \frac{3}{2} \frac{\Delta}{R-r}, \quad (5)$$

где  $R$  – радиус потока крови;  $r$  – радиус стержня.

Сравнивая параметры равномерности облучения в разных случаях течения (см.рис.3), рассмотренных выше, можно сделать следующий вывод: облучение свободной поверхности крови существенно равномернее облучения течения с прилипанием на границе облучения кровь - кварцевое стекло. В табл. 1 приведены значения параметра равномерности  $\alpha$  для различных аппаратов УФОК-терапии, рассчитанные на основе модельных течений.

Таблица 1.

## Равномерность облучения в аппаратах УФОК-терапии

Характеристика	«Изоolda» (МД-73М)	«Тельта- Ультра- мед»	ЛК-5И	Аппарат ФТИНТ АН Украины	Аппарат НИИ трансплантологии и искусственных органов	«Надежда 100»
Параметр равномерность облучения $\alpha$ , %	0,07	0,08	0,07	0,24	0,48	3,0
Относительная равномерность облучения по отношению к аппарату «Изоolda»	1	1,1	1	3,4	7	43

Введенный параметр равномерности облучения позволяет объективно оценить качество конструкции разных аппаратов УФОК-терапии с точки зрения равномерности облучения крови: чем больше  $\alpha$  у аппарата, тем равномернее осуществляется в нем процесс облучения протекающей крови. Класс аппаратов типа «Изоolda», в которых облучается не свободная поверхность крови, а находящаяся в контакте с кварцевым стеклом, можно отнести к ряду аппаратов с особо неравномерным облучением. Рассмотрим связь параметра равномерности облучения  $\alpha$  с другими важными характеристиками процесса облучения крови, используемыми в лечебной практике:

$$V_{\Delta} = \alpha V, \quad (6)$$

где  $V$  – весь объем облученной крови, мл;

$V_{\Delta}$  – объем эффективно облученной крови, мл;

$$Q = \frac{V}{t}, \quad (7)$$

где  $Q$  – расход крови, мл/мин;  $t$  – время облучения, мин;

$$D_{об} = \frac{\Phi t}{V} = \frac{\Phi}{Q}, \quad (8)$$

$D_{об}$  – объемная доза облучения для всей крови, Дж/мл;  $\Phi$  – поглощенный бактерицидный поток излучения, бк;

$$D_{\Delta} = \frac{\Phi t}{V_{\Delta}} = \frac{D_{об}}{\alpha}, \quad (9)$$

где  $D_{\Delta}$  – объемная доза для эффективно облученной крови, Дж/мл;

Последняя величина характеризует интенсивность биохимических изменений в облученной крови. Результаты расчета поверхностной и объемной облученностей для различных аппаратов фототерапии приведены в табл. 2

Таблица 2.

## Результаты расчета характеристик фотомодификационной аппаратуры

Тип установки УФОК / Характеристика	«Изоolda» (МД-73М)	ЛК-5И	Аппарат ФТИНТ	Надежда	Юлия	УФБНИ
Тип и мощность лампы	ДРБ-8-1	ДБ-4	ВРМ-1, 20Вт	ДБ-4	ЛУФТ 6, ЛК 6	БНИ-50
Облучаемый объем, см <sup>3</sup>	4,2	0,9	8,3	0,9	4,2	4,2
Эффективная площадь облучения, см <sup>2</sup>	35	18	86	86	86	86
Поток излучения, бк	1,6	0,7	17	0,7	0,6	2,3
Энергия излучения, Дж	480	210	5100	210	180	690
Поверхностная облученность, бк/см <sup>2</sup>	0,05	0,09	0,01	0,20	0,01	0,01
Объемная облученность, Дж/см <sup>3</sup>	114,29	233,33	614,46	233,33	42,86	164,29

Такие величины, приводимые во многих публикациях по терапевтическому действию УФОК, как поверхностная доза облучения (в Дж/см<sup>2</sup>), средняя по глубине интенсивность облучения (в Вт/см<sup>2</sup>) [1-5], изначально введенные в качестве характерных величин для определения степени воздействия проникающей радиации на живые организмы и клетки не рассматривались, поскольку в случае облучения движущихся потоков крови они теряют свой биофизический смысл, оставаясь реальными величинами только при облучении неподвижных тканей. Из поверхностных характеристик УФ-излучения были использованы только бактерицидная облученность  $E_{бк}$  поверхности крови (в Вт/см<sup>2</sup>) в качестве вспомогательной величины для определения бактерицидного потока  $\Phi_{бк}$  (в Вт) по формуле  $\Phi = E_{бк} \cdot S$ , где  $S$  – площадь облучаемой УФ-лучами поверхности крови.

Кроме того, следует отметить, что соотносить терапевтический эффект воздействия УФ-лучей в различных аппаратах со степенью их энергетического воздействия, например с величиной объемной дозы облучения  $D_{об}$ , можно только при условии, что эти аппараты принадлежат к одному классу равномерности облучения. В противном случае, если у аппаратов параметры равномерности облучения отличаются на 1,5-2 порядка, различия в терапевтическом эффекте от них применения не связаны прямо с величинами объемных доз облучения крови, так как поглощение УФ-излучения и вызываемые ним биологические изменения крови происходят с большими различиями.

Таким образом, облучательные установки для аутоотрансфузии УФ-облученной крови с безэлектродными источниками излучения обеспечивают необходимый лечебный эффект при повышении срока эксплуатации и надежности работы этих установок и одновременном снижении вероятности возникновения негативных и побочных постмодификационных явлений.

**Математическая модель бактерицидного действия УФОК.** Как указывалось выше УФОК обеспечивает бактерицидный лечебный эффект [3]. В основу математической модели для описания этого сложного процесса (на первом этапе

моделирования) можно положить основной патогенетический механизм воспалительного процесса инфекционной этиологии, которым является развитие популяции патогенных микроорганизмов. В связи с этим в математическую модель включено основным элементом количественное описание динамики численности популяции инфекционных агентов.

Во время развития популяции патогенных микроорганизмов большое значение имеют бактерицидные и бактериостатические влияния на эти микроорганизмы. Наиболее существенным при построении данной модели выбран бактерицидный эффект, создаваемый УФ-излучением фотомодификационной установки. Среди процессов, объединяемых сроком «альтерация», наибольшее значение имеет некроз тканей в зоне воспаления. Этот процесс также должен быть количественно описан и учтен в рамках математической модели воспалительного процесса. К рассмотренным факторам следует прибавить перенос патогенных микроорганизмов в зоне воспаления. Легко заметить существенность этого фактора. Без переноса патогенных микроорганизмов первичное инфицирование всегда заканчивалось бы выздоровлением в результате исчерпания запасов питательных веществ в области первичной ячейки.

Большое клиническое значение имеют математические модели, что учитывают, кроме других существенных факторов, медикаментозные антибактериальные влияния. Поскольку эффективность антибактериального влияния в значительной мере определяется дозой облучения в ячейке воспаления, необходимо включить в математическую модель воспаления и количественное описание антибактериального воздействия излучения.

Проведем моделирование процессов размножения и гибели бактерий в среде MathLab /Simulink.

Можно предусмотреть, что рост числа бактерий в результате размножения пропорциональна количеству бактерий-родителей, а количество умерших бактерий пропорционально квадрату их общего числа. Обозначим общее количество бактерий за  $x$ , тогда количество появившихся бактерий будет равно  $b x$ , количество погибших бактерий определяется как равное  $p x^2$ .

Изменение популяции можно описать дифференциальным уравнением первого порядка в виде

$$\dot{x} = b x - p x^2 \quad (10)$$

Для построения модели динамической системы зададим величины равными  $b=1/\text{час}$  и  $p=0,5/\text{бактерия} \cdot \text{час}$ . Потом можно определить их количество в некотором объеме через час, задавая начальное значение равным  $x(0)=100$  бактерий.

Динамическая система описывается дифференциальным уравнением первого порядка (10), этому может быть подана структурной схемой, что содержит один интегратор. На рис. 4 поданная построенная модель процессов размножения и гибели бактерий, а результаты моделирования на рис.5. Значения коэффициента в блоке Gain определяется с учетом коэффициента использования бактерицидного потока источника излучения, облучаемого объема, бактерицидной эффективности и дозы облучения, а также коэффициента пропускания крови в зависимости от длины волны излучения.

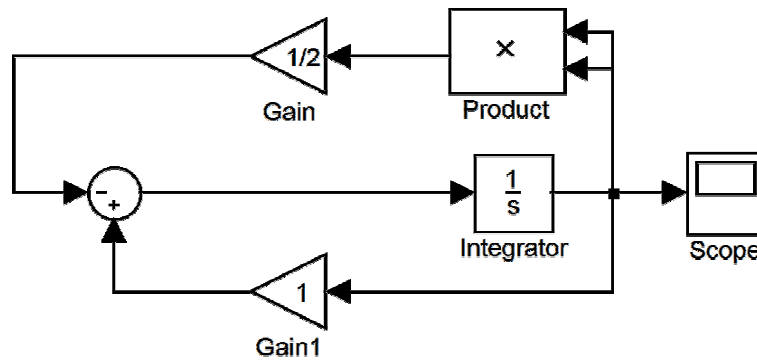


Рис.4. Динамическая модель численности бактерий.

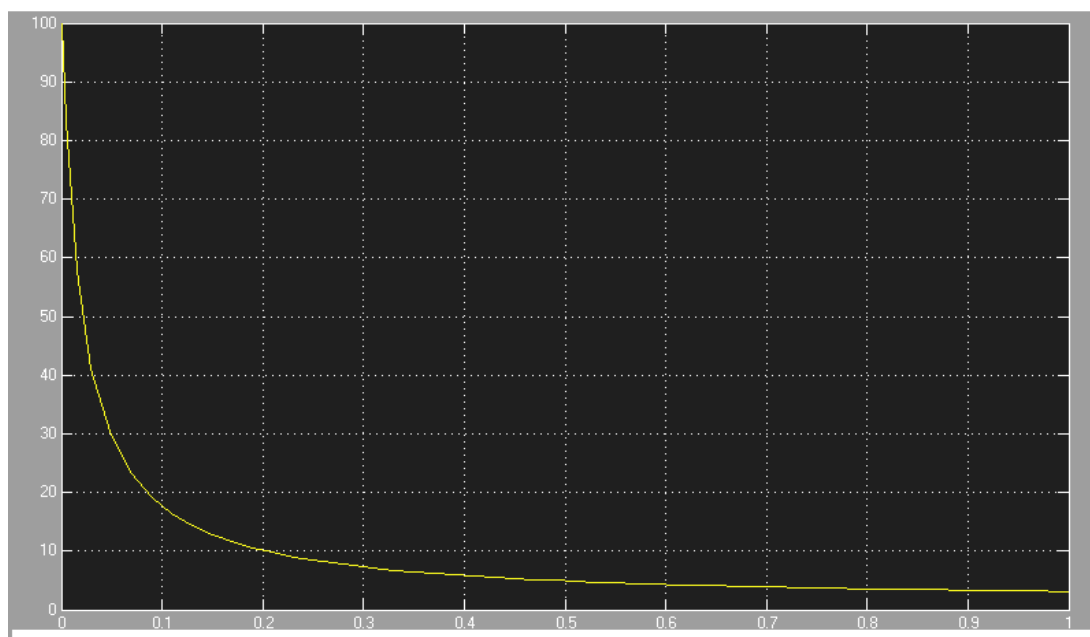


Рис.5. Результаты моделирования.

Ход кривой, описывающей динамику изменения численности бактерий при воздействии на них УФ-излучения безэлектродной лампы, свидетельствует о ее высокой бактерицидной эффективности, подтверждаемой устойчивым снижением количества бактерий в течение времени ее работы.

**Выводы.** Анализ существующей аппаратуры для фотомодификации крови показал, что необходимо ее модернизация путем применения более эффективных источников УФ-излучения с большим сроком службы, среди которых наиболее приемлемыми являются безэлектродные лампы. Расчеты характеристик приборов с этими источниками излучения и результаты моделирования бактерицидного эффекта, создаваемого ними, подтвердили эффективность и целесообразность их применения для облучения крови.

#### Литература:

1. Иоахим Фиш. Свет и здоровье. Новости светотехники. Выпуск 5-6 (32-33) // Под редакцией Ю.Б. Айзенберга / М.: Дом Света, 2001.
2. Барковский Е.В., Ачинович О.В., Бутвиловский А.В. и др. // Биофизика живых систем: от молекулы к организму / под ред. И.Д. Волотовского. – Минск: Белсэнс, 2002. – С. 73–86
3. Дуткевич И.Г., Марченко А.В. Новые методы фототерапии. – С-П: , 1993. – 46 с.



4. Чайка В.К. та ін. Квантова гемотерапія в акушерстві та гінекології – Донецьк: Донбас. – 1993. – 72с.
  5. Кокарева А.М., Васин Н.И. Сравнительная характеристика равномерности облучения крови в различных аппаратах УФОК терапии // Медицинская техника. – 1993. – № 1. – с. 32-36.
  6. Ляшенко Е.Н. Безэлектродные источники УФ излучения– проблемы и перспективы использования в медицинских облучательных установках // Тез. докл. XXXIII конф. преподавателей, аспирантов и сотрудников ХНАГХ. – Харьков. – 2006. – Ч.2. – с. 85-86.
  7. Вдовин В.Г., Корочков Ю.А. Проблемы и перспективы создания высокоэффективных безэлектродных разрядных ламп СВЧ возбуждения// Светотехника. – 2006. – № 3. – с.28 - 31.
  8. Решенов С.П. СВЧ-разряд высокого давления в парах ртути // Светотехника. – 2003. – № 5. – с.4 - 9.
  9. Александрова О.Ю., Жидков Р.А., Шлифер Э.Д. Создание осветительных и бактерицидных облучательных установок на базе безэлектродных СВЧ разрядных ламп //Светотехника. – 2006. – № 3. – с.21 - 27.
- 
- 

### АНАЛІЗ І МОДЕЛЮВАННЯ АПАРАТУРИ ДЛЯ ФОТОГЕМОТЕРАПІЇ

Ляшенко О.М.

*У статті виконаний аналіз і моделювання характеристик апаратури для ультрафіолетового опромінювання крові в медичних закладах.*

### ANALYSIS AND SIMULATING OF DEVICES FOR PHOTOGEMOTHERAPY

Lyashenko E.N.

*In the article the executed analysis and simulating characteristics of device for the ultraviolet irradiation of blood in medical establishments.*